

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-262489

(43)Date of publication of application : 28.09.1999

(51)Int.Cl.

A61B 8/08
// G06T 1/00

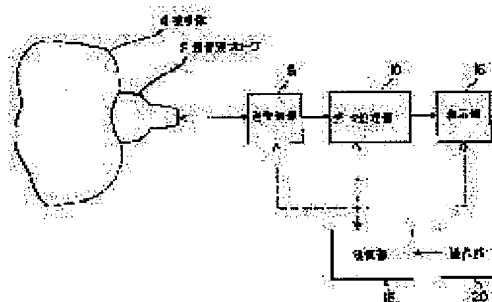
(21)Application number : 10-067135 (71)Applicant : GE YOKOGAWA MEDICAL
SYSTEMS LTD

(22)Date of filing : 17.03.1998 (72)Inventor : TAKEUCHI YASUTO

(54) ULTRASONOGRAPHY AND ULTRASONOGRAPH

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To improve tracking property of an object by transmitting ultrasonic waves to a subject body, three-dimensionally tracking the location of the object moving within the subject body based on echoes and seeking information on movement of the object based on a change in the location of the object.



SOLUTION: This device receives echoes from a subject body 4 by a transmitting/receiving part 6 with which an ultrasonic probe 2 abutted on the subject body 4 is connected. At this time, a sector scan for a three-dimensional area is performed by successive sound ray in the

transmitting/receiving part 6 and an echo signal on each sound ray is received. An echo signal on each sound ray is stored as digital data in an echo memory of a data processing part 10. Based on this stored echo data, tomographic images for each two-dimensional area within the three-dimensional area, that is, B-mode images are generated. An operator selects the B-mode images of desired cross section and makes a display part 16 display the images. Next, a movement measurement for an indicated point by a cursor on the displayed images is started.

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-262489

(43) 公開日 平成11年(1999) 9月28日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

F I

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 8/08

// G 0 6 T 1/00

G 0 6 F 15/62

3 9 0 D

審査請求 未請求 請求項の数4 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平10-67135

(22) 出願日 平成10年(1998) 3月17日

(71) 出願人 000121936

ジーイー横河メディカルシステム株式会社
東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

(72) 発明者 竹内 康人

東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
内

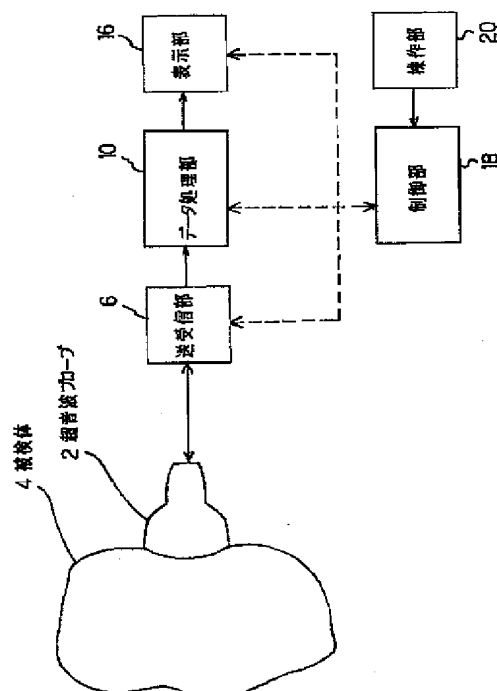
(74) 代理人 弁理士 井島 藤治 (外1名)

(54) 【発明の名称】 超音波診断方法および装置

(57) 【要約】

【課題】 対象物の移動に対するトラッキング性に優れた超音波診断方法および装置を実現する。

【解決手段】 被検体に超音波を送波しエコーに基づいて被検体内で運動する対象物の位置を3次元的に追跡する追跡手段10と、対象物の位置の変化に基づいて対象物の動態に関する情報を求める情報処理手段10とを具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体に超音波を送波しエコーに基づいて前記被検体内で運動する対象物の位置を 3 次元的に追跡し、
前記対象物の位置の変化に基づいて前記対象物の動態に関する情報を求める、ことを特徴とする超音波診断方法。

【請求項 2】 被検体に超音波を送波しエコーに基づいて前記被検体内で運動する対象物の位置を 3 次元的に追跡する追跡手段と、
前記追跡手段が追跡した前記対象物の位置の変化に基づいて前記対象物の動態に関する情報を求める情報処理手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 前記追跡手段が前記対象物の位置の 3 次元的な追跡に C モード画像の 2 次元相互相関を利用するものである、ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】 前記追跡手段が前記対象物の位置の 3 次元的な追跡に走査面が互いに交叉する 2 つの B モード画像のそれぞれについての 2 次元相互相関を利用するものである、ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断方法および装置に関し、特に、被検体内で運動する対象物の動態に関する情報を得る超音波診断方法および装置に関する。

【0002】

【従来の技術】特開平 1 0 - 5 2 2 6 号公報には、大振幅で拍動している心筋組織に重畳している微小な運動の速度波形を計測する超音波診断装置が記載されている。この装置は、超音波を体内の対象物に向けて放射し、対象物から反射される超音波信号を検波してその検波信号を解析し、対象物の位置および運動を計測する超音波診断装置である。

【0003】この超音波診断装置は、対象物の位置および運動を計測するために、検波信号の振幅および位相を用いて対象物の瞬間的な位置を決定し、心臓拍動に基づく対象物の大振幅変位運動を追跡（トラッキング (track ing)）する大振幅変位運動解析手段と、トラッキングにより得られた対象物の順次の位置に基づき、対象物の大振幅運動に重畳されている微小振動の運動速度波形を求める微小振動解析手段とを備えている。

【0004】大振幅変位運動解析手段は、時刻 t と時刻 $t + \Delta T$ のそれぞれに放射される超音波に対する 2 つの反射波の波形について、それぞれ振幅は変化せず位相と反射位置のみが変化するという制約のもとで、最小 2 乗法により位相差を検出するようにしている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】上記の装置では、対象物を超音波の放射方向すなわち被検体の深さ方向においてのみトラッキング可能であり、対象物が超音波の放射方向に関して横方向に変位した場合はトラッキングできなくなり、計測が不可能ないし不正確になるという問題があった。

【0006】本発明は上記の問題点を解決するためになされたもので、その目的は、対象物のトラッキング性に優れた超音波診断方法および装置を実現することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】（1）上記の課題を解決する第 1 の発明は、被検体に超音波を送波しエコーに基づいて前記被検体内で運動する対象物の位置を 3 次元的に追跡し、前記対象物の位置の変化に基づいて前記対象物の動態に関する情報を求める、ことを特徴とする超音波診断方法である。

【0008】（2）上記の課題を解決する第 2 の発明は、被検体に超音波を送波しエコーに基づいて前記被検体内で運動する対象物の位置を 3 次元的に追跡する追跡手段と、前記追跡手段が追跡した前記対象物の位置の変化に基づいて前記対象物の動態に関する情報を求める情報処理手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0009】（3）上記の課題を解決する第 3 の発明は、前記追跡手段が前記対象物の位置の 3 次元的な追跡に C モード画像の 2 次元相互相関を利用するものである、ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置である。

【0010】（4）上記の課題を解決する第 4 の発明は、前記追跡手段が前記対象物の位置の 3 次元的な追跡に走査面が互いに交叉する 2 つの B モード画像のそれぞれについての 2 次元相互相関を利用するものである、ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置である。

【0011】第 1 の発明乃至第 4 の発明のいずれか 1 つにおいて、前記対象物の位置の 3 次元的な追跡に、超音波トランスデューサの 2 次元アレイによる超音波の送受波を利用することが、高速な変位を追跡する点で好ましい。

【0012】（作用）本発明では、被検体内で運動する対象物のトラッキングを 3 次元的に行なうことにより、被検体の深さ方向における対象物の変位はもとより、横方向への変位にも追従して動態計測を行なう。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。

【0014】図 1 に、超音波診断装置のブロック (block) 図を示す。本装置は、本発明の実施の形態の一例で

ある。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。本装置の動作によって、本発明の方法に関する実施の形態の一例が示される。

【0015】本装置の構成を説明する。図1に示すように、本装置は、超音波プローブ(probe) 2を有する。超音波プローブ2は、被検体4に当接されて超音波の送波および受波に使用される。超音波プローブ2は、図2に示すような超音波トランスデューサ(transducer) 530の2次元アレイ532を備えている。

【0016】2次元アレイ532は例えば128×128個の超音波トランスデューサ530のマトリクス(matrix)によって構成される。マトリクスの1つの辺の方向をx、他の辺の方向をyとする。個々の超音波トランスデューサ530は、例えばPZT(ジルコン(Zr)酸チタン(Ti)酸鉛)セラミックス(ceramics)等の圧電材料によって構成される。

【0017】超音波プローブ2は送受信部6に接続されている。送受信部6は、超音波プローブ2に駆動信号を与えて、被検体4内に超音波を送波させるようになっている。送受信部6は、また、超音波プローブ2が受波した被検体4からのエコーを受信するようになっている。

【0018】送受信部6のブロック図を図3に示す。同図において、送波タイミング(timing)発生回路602は、送波タイミング信号を周期的に発生して送波ビームフォーマー(beamformer) 604に入力するようになっている。

【0019】送波ビームフォーマー604は、送波タイミング信号に基づいて、送波ビームフォーミング(beamforming) 信号、すなわち、超音波トランスデューサのアレイ中の複数の超音波トランスデューサを時間差をもって駆動する複数の駆動信号を発生し、送受切換回路606に入力するようになっている。

【0020】送受切換回路606は、複数の駆動信号をセレクトア(selector) 608に入力するようになっている。セレクトア608は、超音波トランスデューサのアレイの中から送波アパーチャ(aperture)を形成する複数の超音波トランスデューサを選択し、それらに複数の駆動信号をそれぞれ与えるようになっている。

【0021】複数の超音波トランスデューサは、複数の駆動信号の時間差に対応した位相差を持つ複数の超音波をそれぞれ発生する。それら超音波の波面合成によって超音波ビームが形成される。超音波ビームの送波方向は合成波面の進行方向によって定まる。

【0022】超音波ビームの送波は、送波タイミング発生回路602が発生する送波タイミング信号により、所定の時間間隔で繰り返して行われる。超音波ビームの送波方向は、複数の駆動信号の時間差を切り換えることにより順次変更される。それによって、被検体4の内部が、超音波ビームが形成する音線によって走査される。すなわち被検体4の内部が音線順次で走査される。

【0023】セレクトア608は、また、超音波トランスデューサのアレイの中から受波アパーチャを形成する複数の超音波トランスデューサを選択し、それら超音波トランスデューサが受波した複数のエコー信号を送受切換回路606に入力するようになっている。

【0024】送受切換回路606は、複数のエコー信号を受波ビームフォーマー610に入力するようになっている。受波ビームフォーマー610は、複数のエコー信号に時間差を付与して位相を調整し、次いでそれら加算して受波のビームフォーミング、すなわち、受波音線上的エコー受信信号を形成するようになっている。複数のエコー信号に付与する時間差を切り換えることにより、受波の音線も送波に合わせて走査される。受波ビームフォーマー610の出力信号すなわち受波音線上的エコー受信信号は、直交検波回路612によって直交検波される。

【0025】以上の、送波タイミング発生回路602乃至受波ビームフォーマー610は、後述の制御部18によって制御されるようになっている。超音波プローブ2および送受信部6によって、例えば図4に示すような走査が行われる。すなわち、同図に示すように、放射点200からz方向に発する音線202が扇状の2次元領域206をθ方向に走査し、いわゆるセクタスキャン(sector scan)が行われる。

【0026】θ方向の走査は、例えば2次元アレイ532のx方向におけるビームフォーミングを順次切り換えることにより行なわれる。その間、2次元アレイ532におけるy方向のビームフォーミングは一定に保たれる。1つの2次元領域206の走査を終えるたびに、y方向のビームフォーミングを1ステップ(step)ずつ変更して同様なθ走査を繰り返す。これにより、2次元領域206がθ方向およびz方向に垂直なφ方向に順次移動し、3次元領域の走査が行なわれる。

【0027】送受信部6はデータ(data)処理部10に接続され、音線毎のエコー受信信号をデジタル信号としてデータ処理部10に入力するようになっている。データ処理部10は、本発明における追跡手段の実施の形態の一例である。また、本発明における情報処理手段の実施の形態の一例である。

【0028】データ処理部10は、図5に示すように、データ処理プロセッサ(processor) 550、エコーメモリ(echo memory) 552、データメモリ554および画像メモリ556を備えている。データ処理プロセッサ550、エコーメモリ552、データメモリ554および画像メモリ556はバス(bus) 558によって接続されている。

【0029】送受信部6から入力されたデジタルデータは、エコーメモリ552に記憶される。これによって、エコーメモリ552にはエコーデータが音線ごとに記憶される。

【0030】データ処理プロセッサ550は、エコーメ

メモリ552のデータについて所定のデータ処理を行うものである。データ処理プロセッサ550は、また、データメモリ554および画像メモリ556のデータについてのデータ処理をも行なう。このデータ処理により、被検体4内の対象物に関する追跡（トラッキング）および動態計測が行なわれる。また、エコーメモリ552に記憶されたエコーデータに基づく画像生成も行なわれる。データ処理については、後にあらためて説明する。

【0031】データ処理部10には表示部16が接続されている。表示部16にはデータ処理部10から表示用の情報が入力され、それが画像、数値、波形図、グラフ等の適宜の映像として表示される。

【0032】以上の送受信部6、データ処理部10および表示部16は制御部18に接続されている。制御部18は、それら各部に制御信号を与えてその動作を制御するようになっている。また、制御部18には、被制御の各部から各種の報知信号が入力されるようになっている。

【0033】制御部18には操作部20が接続されている。操作部20は操作者によって操作され、制御部18に所望の指令や情報等を入力するようになっている。操作部20は、例えばキーボード(keyboard)やその他の操作具を備えた操作パネル(panel)で構成される。

【0034】本装置の動作を説明する。操作者は、超音波プローブ2を被検体4の所望の個所に当接し、操作部20を操作して例えば心筋等、体内で運動している組織の動態計測を行う。動態計測は、制御部18による制御の下で遂行される。

【0035】送受信部6は、音線順次で3次元領域についてのセクタスキャンを行ない、各音線上のエコー信号を受信する。各音線上のエコー信号は、デジタルデータとしてデータ処理部10のエコーメモリ552に記憶される。データ処理プロセッサ550は、エコーメモリ552に記憶されたエコーデータに基づいて、3次元領域内の各2次元領域206についての断層像すなわちトモグラフィ(tomography)（Bモード(mode)画像）をそれぞれ生成し、画像メモリ556に記憶する。

【0036】それらの画像の中から、操作者は所望の断面のBモード画像を選び、例えば図6に示すように表示部16に表示させる。操作者は表示画像を観察し、対象物の画像160上に、動態計測のための観測点を例えばカーソル(cursor)162等で指定する。この指定に基づいて、データ処理プロセッサ550が動態計測を開始する。動態計測は、対象物の運動（拍動）にともなって移動する観測点を追跡（トラッキング）し、観測点を通る音線（以下、観測音線という）208上のエコーに基づき、位置と速度を求めることにより行なう。

【0037】トラッキング時は、送受信部6は、図7に示すように、音線の放射点200から見て θ 方向および ϕ 方向に、観測点164を含む縮小した角度範囲につい

て走査を行なう。この角度範囲は対象物の拍動にともなう観測点164の移動範囲を下回らないように、上記のBモード像の観察結果に基づいて操作者により適宜に設定される。

【0038】縮小した走査範囲は、2次元アレイ532の全部ではなく、例えば中央部の 16×16 個の超音波トランスデューサ等、アレイの一部のみを使用して走査するようにしても良い。これは、超音波トランスデューサの使用を合理化する点で好ましい。

【0039】この角度範囲の走査によって得たエコーデータに基づいて、データ処理プロセッサ550は、対象物の正視像すなわちオルソグラフィ(orthography)（Cモード画像）を生成し画像メモリ556に記憶する。Cモード画像は、例えば、観測点164の深さ（z方向の距離）に応じてレンジゲート(range gate)したエコーデータに基づいて生成する。

【0040】Cモード画像は、 θ 走査範囲および ϕ 走査範囲で規定される観測エリア(area)166に太いビームの超音波を照射し、個々の超音波トランスデューサ530で受波したそのエコーをレンジゲートし、そのデータを2次元フーリエ(Fourie)変換することにより生成するようにしても良い。この方法は、観測エリアを撮像するための超音波の送波が1回で済み、撮像を高速化できる点で好ましい。これに対して、上記の方法はBモード撮像のための走査装置が共用できる点で好ましい。

【0041】対象物の拍動が観測音線208に垂直な方向（以下、横方向という）の運動成分を含むとき、Cモード画像においては対象物の像が画面内で移動する。そこで、データ処理プロセッサ550は、順次に求めた2つのCモード画像間で逐一2次元相互相関演算を行ない、相関のピーク(peak)に基づいてCモード画像中での対象物の変位の方向と距離を求め、この変位の方向と距離に応じて観測音線208を変更する。

【0042】すなわち、Cモード画像を利用して観測点164の横方向の変位を検出し、それに観測音線208を追従させる。これによって、対象物が横方向にも移動するような場合でも、観測音線208が常に観測点164を捉えるようにすることができる。

【0043】この状態で、観測音線208上で得たエコーデータを動態計測に用いる。観測音線208上で得たエコーデータに基づく動態計測は、前述の特開平10-5226号公報に記載の手法を利用して行う。

【0044】その手法をあらためて説明すれば、データ処理プロセッサ550では、時刻 t におけるエコーの検波波形 $y(z, t)$ と、時間 ΔT 後の超音波パルス(pulse)の送波に対するエコーの検波波形 $y(z, t + \Delta T)$ に関して、その間の位相偏移

【0045】

【数1】

$$\angle \beta(t + \Delta T / 2)$$

【0046】を検出し、対象物が、時間 ΔT の間に移動した距離を算出する。時間 ΔT は、例えば $250\mu S$ である。その際に、時刻 t と時刻 $t+\Delta T$ の2つの波形が、振幅は変化せず位相と反射位置のみが変化するという制約の下で、後述の式による最小2乗整合を行なって、その間の位相偏移

【0047】

【数2】

$$\angle \beta(t + \Delta T / 2)$$

【0048】を検出し、さらに速度 $v(t)$ および位置 $z(t)$ を求める。さらに詳しくは、検波波形 $y(z, t)$ に対して、時間 ΔT 後には対象物が δz だけ移動したと仮定し、検波波形 $y(z, t)$ と $y(z, t+\Delta T)$ に関しては、振幅は変化せず位相のみが $\Delta \theta(\delta z)$ だけ変化したものとすれば、2つの波形間の整合をとったときの整合誤差 $\alpha(\Delta \theta(\delta z), \delta z)$ は、次式で与えられる。

【0049】

【数3】

$$\alpha(\Delta \theta(\delta z), \delta z)$$

20

$$= \frac{\sum_{z \in R} |y(z + \delta z, t + \Delta T) - \exp[j\Delta \theta(\delta z)] y(z, t)|^2}{\sum_{z \in R} \{|y(z + \delta z, t + \Delta T)|^2 + |y(z, t)|^2\} / 2} \quad (1)$$

*

$$\exp[j\Delta \theta(\delta z)] = \exp[j\angle C(\delta z)] \quad (2)$$

【0055】と得られる。ここで、 $C(\delta z)$ は次式で与えられる。

※ 【0056】

※ 【数6】

$$C(\delta z) = \sum_{z \in R} y^*(z, t) \cdot y(z + \delta z, t + \Delta T) \quad (3)$$

【0057】また、

【0058】

【数7】

$$\angle C(\delta z)$$

【0059】は複素数 $C(\delta z)$ の位相を表す。*は複素共役を表す。上記の演算を、ある範囲で δz を変更してその都度求め、その中で最小の整合誤差となる

【0060】

【数8】

$$\hat{\delta z}$$

40

【0061】と、そのときの

【0062】

【数9】

$$\hat{\Delta \theta}(\hat{\delta z})$$

【0063】を算出する。その結果得られた

【0064】

【数10】

* 【0050】ここで、

【0051】

【数4】

$$z \in R$$

【0052】は、領域 R の範囲の z に関して和を計算する意味である。この整合誤差 $\alpha(\Delta \theta(\delta z), \delta z)$ を最小にする δz を求める必要があるが、 δz だけ波形 $y(z, t + \Delta T)$ を移動させたときに波形の区間 R 内に含まれるパワー(power)が変化する可能性に配慮して、パワーを正規化するために式(1)の右辺を2つの波形の平均パワーで割っている。

【0053】ある δz に対して、式(1)を最小にする $\Delta \theta(\delta z)$ を求めるために、 $\alpha(\Delta \theta(\delta z), \delta z)$ を $\Delta \theta(\delta z)$ で偏微分した式を0とおくことによって、 $\alpha(\Delta \theta(\delta z), \delta z)$ を最小にする最適な $\Delta \theta(\delta z)$ は、

【0054】

【数5】

$$\hat{\Delta \theta}(\hat{\delta z})$$

【0065】を用いると、この区間 ΔT での平均速度

【0066】

【数11】

$$\hat{v}(t + \Delta T / 2)$$

【0067】を次式によって算出できる。

【0068】

【数12】

$$\hat{v}(t + \frac{\Delta T}{2}) = -c \frac{\hat{\Delta \theta}(\hat{\delta z})}{2\omega_0 \Delta T} \quad (4)$$

【0069】ここで、 ΔT は超音波パルスの送波間隔(例えば $250\mu S$)、 $\omega_0 = 2\pi f_0$ は超音波の角周波数、 c は音の伝播速度を表す。さらに、この速度値

【0070】

【数13】

$$\hat{v}(t + \Delta T / 2)$$

【0071】に ΔT を掛けることによって、時間 ΔT における対象物の変位量

【0072】

【数14】

$$\hat{\Delta z}(t+\Delta T/2)$$

【0073】を次式のように求める。

【0074】

【数15】

$$\hat{\Delta z}(t+\Delta T/2) = \hat{v}(t+\Delta T/2) \cdot \Delta T \quad (5) \quad 10$$

$$z(t+\Delta T) = z(t) + \hat{\Delta z}(t+\Delta T/2) \quad (6)$$

【0079】これがトラッキング軌跡 $z(t)$ となる。このようにして、観測点164の速度すなわち時間 ΔT の間の平均速度が、上記の式(4)のように求まり、時間 ΔT ごとの観測点164の位置が上記の式(6)のように求まる。すなわち、対象物の動態に関する情報を得ることができる。観測音線208が観測点164の横方向の変位に追従するので、常に同一の観測点164が捕

捉され、正確な動態情報を得ることができる。【0080】また、このように求めた速度および位置に、上記の相互相関で求めた横方向の変位量を組み合わせることにより、3次元空間におけるベクトル(vector)的な運動についての動態情報を得ることができる。すなわち、上記の横方向の変位量は所定の撮像繰返し時間ごとの変位であるから、それに基づいて速度を求めることができる。また、変位量から移動距離が求まるのはいうまでもない。

【0081】得られた動態情報はデータメモリ554に記憶される。この動態情報を表す数値、波形図、グラフ等の表示画像が、画像メモリ556を介して表示部16に与えられ、可視情報として表示される。これらの動態情報は、対象物の機能や病変等を診断するのに効果的に利用することができる。

【0082】図8に、観測点164の横方向の変位の検出を、Bモード画像を利用して行なう例を示す。同図に示すように、観測点164を含む互いに垂直な θ 走査面210と ϕ 走査面212についてそれぞれBモード画像を生成する。 θ 走査面210および ϕ 走査面212は、観測点164の移動(拍動)範囲を下回らない範囲でできるだけ小さく設定する。

【0083】順次得られた θ 走査面210の2つのBモード画像から、2次元相互相関により観測点164の θ 方向の変位が検出される。同様に、 ϕ 走査面212のBモード画像から観測点164の ϕ 方向の変位が検出される。そして、両変位のベクトル和によって観測点164の横方向の変位を求め、それに合わせて観測音線208を変更する。この方法は、レンジゲートが不要な点で好ましい。

* 【0075】この変位量

【0076】

【数16】

$$\hat{\Delta z}(t+\Delta T/2)$$

【0077】を時刻 t における対象物の位置 $z(t)$ に加えることによって、次の時刻における対象物の位置を次式のように予測できる。

【0078】

【数17】

$$z(t+\Delta T) = z(t) + \hat{\Delta z}(t+\Delta T/2) \quad (6)$$

【0084】以上は、超音波トランスデューサの2次元アレイを用いた例にであるが、2次元アレイに代えて1次元アレイを用い、 θ 走査をビームフォーミングによる電子セクタスキャンにより行ない、 ϕ 走査を機械的な首振り運動によるメカニカル・セクタスキャン(mechanical sector scan)で行なうようにして良い。これは、3次元走査のための走査装置を簡素化する点で好ましい。

【0085】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、対象物のトラッキング性に優れた超音波診断方法および装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態の一例の装置における超音波プローブの超音波トランスデューサアレイの模式図である。

【図3】本発明の実施の形態の一例の装置における送受信部のブロック図である。

【図4】本発明の実施の形態の一例の装置による音線走査の概念図である。

【図5】本発明の実施の形態の一例の装置におけるデータ処理部のブロック図である。

【図6】本発明の実施の形態の一例の装置における表示部の表示画像の模式図である。

【図7】本発明の実施の形態の一例の装置による観測点のトラッキングの概念図である。

【図8】本発明の実施の形態の一例の装置による観測点のトラッキングの概念図である。

【符号の説明】

2 超音波プローブ

4 被検体

6 送受信部

10 データ処理部

16 表示部

18 制御部

20 操作部

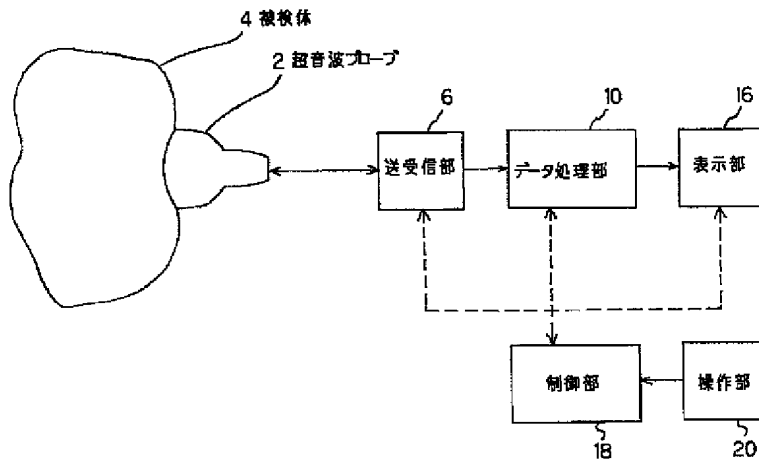
11

12

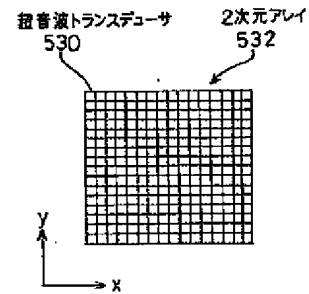
530 超音波トランスデューサ
 532 2次元アレイ
 602 送波タイミング発生回路
 604 送波ビームフォーマ
 606 送受切換回路
 608 セレクタ

* 610 受波ビームフォーマ
 612 直交検波回路
 550 データ処理プロセッサ
 552 エコーメモリ
 554 データメモリ
 * 556 画像メモリ

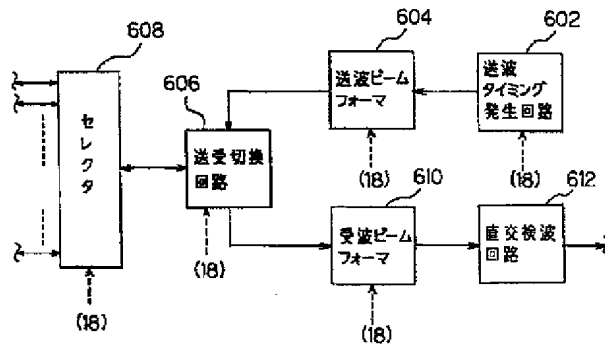
【図1】



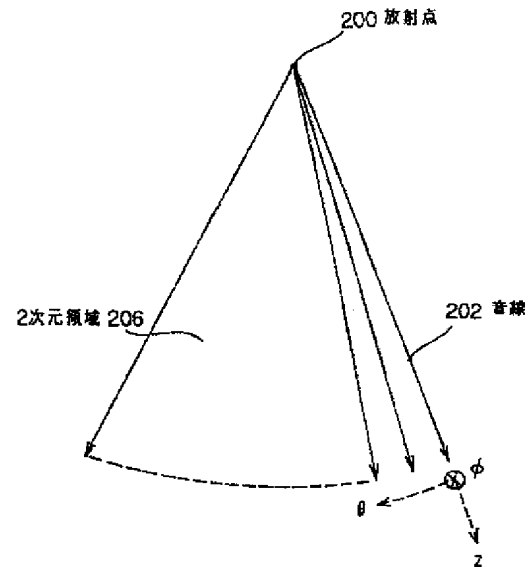
【図2】



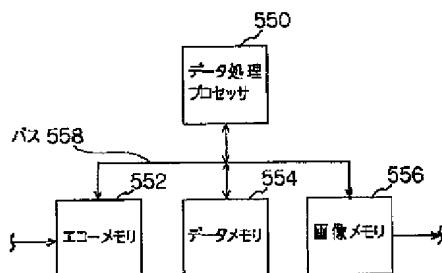
【図3】



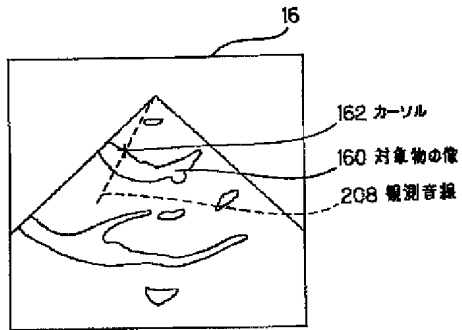
【図4】



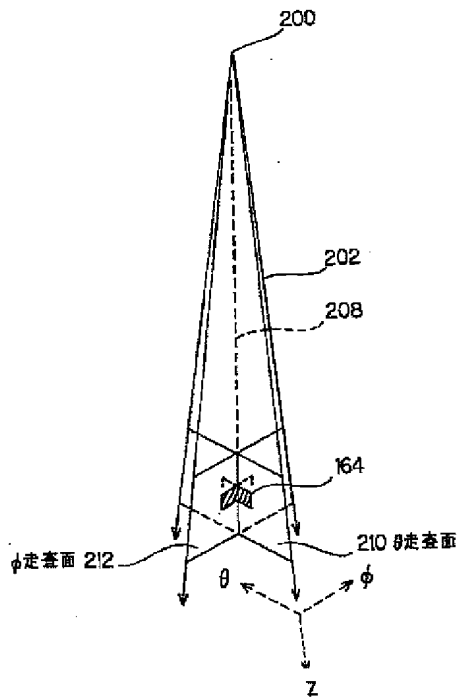
【図5】



【図 6】



【図 8】



【図 7】

